

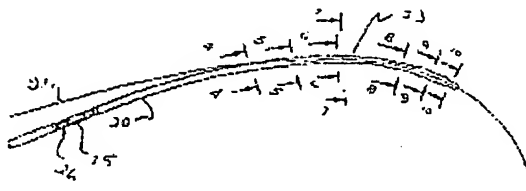
**Catheter which is easily positioned in blood - is guided in its distal end area with aid of guide wire entering into catheter body whose outer wall is formed into groove**

<b>Patent number:</b>	DE4200030
<b>Publication date:</b>	1993-07-08
<b>Inventor:</b>	ALT ECKHARD DR (DE)
<b>Applicant:</b>	ALT ECKHARD (DE)
<b>Classification:</b>	
- international:	A61M25/01
- european:	A61M25/00R1M; A61M29/02
<b>Application number:</b>	DE19924200030 19920102
<b>Priority number(s):</b>	DE19924200030 19920102

## Abstract of DE4200030

The wall of the catheter in the distal end area has a groove which becomes deeper along its length in the longitudinal direction of the catheter. The shape of the groove corresponds to that of the guide wire and it gradually forms an enclosed lumen for the guide wire. The catheter in cross-section is circular and the middle longitudinal axis of the groove and of the formed additional lumen for the guide wire approaches the middle longitudinal axis of the catheter and at the distal point of the catheter is coaxial to it. The groove and the formed additional lumen firstly have a half-moon shape and finally a C or D shape.

**USE/ADVANTAGE** - In medical applications, a catheter, the positioning of which in a blood vessel is facilitated.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



⑮ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 42 00 030 A 1**

⑤ Int. Cl.<sup>5</sup>:  
**A61 M 25/01**  
// A61M 25/10, 29/02,  
A61L 29/00

⑲ Aktenzeichen: P 42 00 030.0  
⑳ Anmeldetag: 2. 1. 92  
㉓ Offenlegungstag: 8. 7. 93

DE 42 00 030 A 1

⑦① Anmelder:  
Alt, Eckhard, Dr., 8012 Ottobrunn, DE

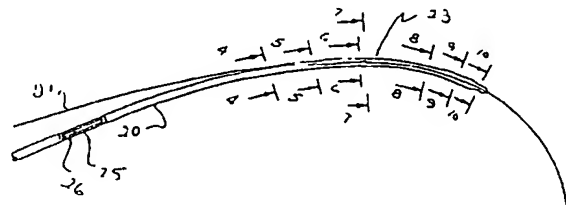
⑦④ Vertreter:  
Haft, U., Dipl.-Phys., 8000 München; Berngruber, O.,  
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., 8232 Bayerisch Gmain;  
Czybulka, U., Dipl.-Phys., Pat.-Anwälte, 8000  
München

⑦② Erfinder:  
gleich Anmelder

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Katheter

⑤⑦ Der Katheter (20) wird lediglich in seinem distalen Endbereich (23) mit Hilfe eines Führungsdrahtes (21) geführt. Dieser Führungsdraht tritt ganz allmählich in den Katheterkörper ein, so daß zunächst die Außenwand (26) des Katheters zu einer Nut (40) geformt wird, die dann, wenn der Führungsdraht in den Katheterkörper eindringt, diesen mehr und mehr umschließt, bis sich ein vollständig umschlossenes Lumen (45) für den Führungsdraht (21) ergibt. An der Spitze des Katheters tritt der Führungsdraht etwa coaxial aus dem Katheter aus. Ein weiteres in dem Katheter vorhandenes Lumen (25), z. B. für einen Dilatationsballon (90), ändert entsprechend seine Gestalt und nimmt, ausgehend von dem kreisförmigen Querschnitt, mehr und mehr eine Halbmond- bzw. C-Form an.



DE 42 00 030 A 1

## Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf einen Katheter, der in Hohlräume des menschlichen Körpers, z. B. der Blutgefäße längs eines Führungsdrahtes einführbar ist. Beispielsweise sei ein Ballonkatheter genannt der mit seinem noch nicht aufgeblasenen Ballon an einer Engstelle des Gefäßes positioniert wird, so daß die Engstelle durch anschließendes Aufblasen des Ballons aufgeweitet werden kann.

Die Technik zur Behandlung von Engstellen in Blutgefäßen (Stenose) mit Hilfe von Ballonkathetern ist bereits gut entwickelt.

In der US-PS 44 13 989 wird ein Ballonkatheter zur Langzeitbehandlung beschrieben, der über einen Führungsdraht in das Blutgefäß eingeführt wird und der zusätzlich ein Bypass-Lumen aufweist, durch das während des Einsatzes des Katheters Blut strömt, so daß der Blutfluß nicht unterbrochen wird.

In der US-PS 44 39 186 wird vorgeschlagen, den Ballon pulsierend aufzublasen und zusammenzuziehen, um auf diese Weise während der Behandlungszeit den Blutfluß aufrechtzuerhalten.

In der US-PS 45 45 390 wird vorgeschlagen, das Ende des Führungsdrahtes, auf dem der Ballonkatheter gleitet, steuerbar zu machen, um auf diese Weise den Ballon gut positionieren zu können.

In der US-PS 47 48 982 ist ein Ballonkatheter mit einem kurzen distalen Endbereich beschrieben, der längs eines Führungsdrahtes bewegt wird, wobei die Steifheit des Katheterkörpers von dem proximalen Ende zum distalen Ende abnimmt, um auf diese Weise Schwierigkeiten beim Verschieben des Katheters zu einem Behandlungsort zu vermeiden.

In der US-PS 47 62 129 wird bei einem Ballonkatheter ein relativ steifer Draht in einem separaten Lumen vorgesehen, welches parallel zu einem Führungsdraht angeordnet ist. Diese Anordnung wird jedoch nicht am distalen Ende vorgesehen, so daß die dort weichere Konstruktion das Verschieben des Ballons bis zu dem Behandlungsort erleichtert.

Bei Kathetern, insbesondere Ballonkathetern, bleiben die Applikationen jedoch stets kompliziert. Diese Probleme betreffen insbesondere das Verschieben des Katheters durch enge Gefäße bis zum Behandlungsort. Schon geringes Ungleichgewicht bei den Schubkräften, kleine Knicke oder Biegungen in dem Katheter usw. können bei dem Einführen oder beim Zurückziehen des Katheters stören. Kritisch ist auch die Reibung beim Vorschub eines Katheters längs eines Führungsdrahtes. Die Reibung kann zwar erheblich reduziert werden, wenn der Führungsdraht lediglich in dem distalen Endbereich des Katheters gelegen ist; dies kann jedoch, abhängig von der Ausgestaltung und der axialen Steifheit des Katheters zum Abknicken oder Abbiegen führen, da die Katheterachse nicht mit derjenigen des Führungsdrahtes übereinstimmt. Ein Problempunkt ist hierbei insbesondere der Eintrittspunkt des Führungsdrahtes in den Katheterkörper, wo der Führungsdraht oder der Katheter abgebogen werden, so daß an diesem Punkt zusätzliche Reibungs- und Führungsprobleme auftreten. Als Beispiel sei auf die Zone der starken Biegung des Führungsdrahtes in der US-PS 47 48 982 verwiesen.

Bei Ballonkathetern, bei denen der Dilatationsballon auf dem Katheter befestigt ist und mit Hilfe einer injizierten Flüssigkeit unter hohem Druck aufgebläht wird, existieren zudem Probleme in Zusammenhang mit der

Abdichtung des Ballons. Wegen des hohen Aufblasdruckes treten bei nichtzylindrischen Abdichtungen zwischen dem Ballon und dem Katheter entweder Leckprobleme auf oder der Ballon erhält durch das Aufblasen eine unregelmäßige Form, so daß wiederum Schwachpunkte auftreten. Eine unregelmäßige Form des Ballons ist kritisch bei der Aufweitung der Stenose, die Leck- und Druckprobleme können für den Patienten gefährlich werden.

Am Eintrittsbereich des Führungsdrahtes oder im Befestigungsbereich des Ballons kann es beim Verschieben oder auch beim Zurückziehen des Katheters, teilweise wegen der dort erhöhten Reibung, zu Biegungen oder Knickungen des Katheters kommen, wodurch die Gefäßwände verletzt werden können.

Kritisch ist ferner das distale Endprofil des Ballons, insbesondere, wenn dieser durch eine Engstelle in dem Gefäß hindurchgedrückt werden soll. Die geforderte Flexibilität des Ballons für die Dilatation steht im Widerspruch zu der Forderung einer guten Führung bei dem Durchstoßen von Engstellen, um den Ballon an den Behandlungsort zu bringen.

Es ist eine aus der Praxis bekannte Tatsache, daß alle abrupten Formübergänge oder Übergänge von einem Material zu einem anderen bei derartigen Kathetern Probleme bei der Einführung und Positionierung des Katheters und dessen Zuverlässigkeit mit sich bringen, z. B., wenn zwei getrennte Lumen — eines für das Aufblähen des Ballons und eines für die Führung des Führungsdrahtes — einen Verlauf mit starken Krümmungen zeigen, wie dieses bei dem Katheter gemäß der obigen US-PS 47 62 129 vorgeschlagen ist.

Insbesondere für die Behandlung von koronaren Blutgefäßen müssen Katheter mit kleinen Durchmessern und hoher Flexibilität verwendet werden, um auch in enge abzweigende Gefäße und dort auch um scharfe Ecken geführt werden zu können. Für diese Anwendungen sind daher Ballonkatheter ungeeignet, bei denen der Ballon auf einem steifen Bereich des Katheterschlauches befestigt ist, oder solche, bei denen zusätzliche Elemente zur Befestigung der Ballonstruktur auf dem Katheterschlauch vorgesehen sind. Katheter der ersten Art lassen für den vorgesehenen Zweck die geforderte Flexibilität vermissen, die der zweiten Art bauen zu groß.

Bei der Behandlung von Stenosen werden häufig nacheinander Ballonkatheter mit unterschiedlichen Ballondurchmessern eingesetzt. Zunächst wird z. B. ein Katheter mit einem nur geringfügig aufzublasenden Ballon benutzt, um die Engstelle zu durchdringen und so weit aufzuweiten, daß anschließend ein Katheter mit einem größeren Ballon eingeführt werden kann. Dieses Verfahren wird so oft wiederholt, bis das Blutgefäß einen normalen Durchmesser hat. Für die Behandlung ist es jedoch wichtig, daß die verschiedenen Katheter schnell ausgewechselt werden können, um die Behandlungszeit kurz zu halten und den Patienten nicht unnötig zu gefährden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen längs eines Führungsdrahtes zu verschiebenden Katheter so weiterzuentwickeln, daß dessen Positionierung in Blutgefäßen erleichtert wird und insbesondere beim Verschieben oder Zurückziehen des Katheters keine Gefahr des Verbiegens oder Abknickens des Katheters bzw. des Führungsdrahtes besteht und daß der Katheter über den Führungsdraht mit minimalen Reibungskräften verschiebbar ist.

Mit der Erfindung wird ein Katheter zur Verfügung gestellt, der auf einem Führungsdraht lediglich in einem

kurzen distalen Endbereich geführt wird, wobei der Eintritt des Führungsdrahtes in den Katheter allmählich durch entsprechende Änderung der Konfiguration des Katheterquerschnittes erfolgt. Hierdurch wird vermieden, daß beim Verschieben des Katheters Knick- oder Biegekräfte auftreten, die eine Verformung des Katheters nach sich ziehen. An der Eintrittsstelle werden zudem die Reibungskräfte, die beim Verschieben des Katheters über den Draht bzw. umgekehrt auftreten, durch die spezielle Formgebung des Katheters auf ein Minimum reduziert.

Geht man z. B. von einem herkömmlichen hohlzylindrischen Katheterschlauch mit einem einzigen axialen Lumen aus, welches etwa zu einem Dilatationsballon führt, so wird dessen Außenwand zunächst mit einer sich mählich vertiefenden Nut versehen, in der praktisch parallel zu der Katheterachse der Führungsdraht in Richtung auf das Innere des Katheterkörpers geführt wird, ohne daß der Draht oder der Katheter hierbei verbogen werden. Die Nut in der Katheterwand wird progressiv tiefer und bildet allmählich eine Hohlkehle, die bereits teilweise den Führungsdraht umfaßt. Die Nut wird schließlich bei weiterem Eindringen in die Katheterwand praktisch zylindrisch und umgibt den Führungsdraht in Form eines Toroides, bis schließlich das zusätzliche vollständig im Inneren des Katheterkörpers gelegene Lumen für den Führungsdraht gebildet wird. Parallel zu dieser Konfigurationsänderung des Katheters im Bereich des Führungsdrahtes ändert sich auch das innere Lumen des Katheters in der Form: der Querschnitt dieses ersten anfänglich axialen Lumens ist zunächst rund und ändert sich mehr und mehr in Richtung eines C- bzw. D-Querschnittes. Diese Konfigurationsänderung des Katheters, die schließlich zu zwei parallel verlaufenden Lumen für den Führungsdraht und etwa

kleinen Dilatationsballon führt, ermöglicht signifikant kleinere Durchmesser von Kathetern bei gleichzeitig hoher mechanischer Festigkeit- und Steifigkeit, so daß der Katheter längs des Führungsdrahtes problemlos an einen Behandlungsort geschoben werden kann.

Die Katheterspitze am distalen Ende kann im übrigen noch leicht konisch mit einer relativ festen Nase ausgebildet sein, um den Katheter bequem durch Engstellen in den Gefäßen schieben zu können. Ein etwas hinter dieser Nase angeordneter Dilatationsballon kann auf diese Weise leichter an den Behandlungsort in der Engstelle des Gefäßes gebracht werden. Der äußere Durchmesser des aufgeblähten Ballons verengt sich an beiden Seiten bis zur Befestigung auf dem zylindrischen Katheter, ohne daß Sprünge im Durchmesser auftreten. Ein Katheter gemäß der Erfindung kann im wesentlichen über seine gesamte Länge zylindrisch gestaltet werden; gleichzeitig wird hierbei die Möglichkeit geschaffen, den Katheter längs eines Führungsdrahtes auch in kleine Blutgefäße, z. B. im Koronarsystem, einzuführen.

Im Eintrittsbereich des Führungsdrahtes in den Katheterkörper kann dieser ggf. noch axial verstärkt werden. Gleichzeitig kann die radiale Elastizität des Katheters bei guter Führungsgenauigkeit so verringert werden, daß der Katheter auch um scharfe Kurven in engen Blutgefäßen geführt werden kann. Die dabei mögliche hohe Krümmung des Katheters wird auch durch die sich im distalen Bereich ändernde Konfiguration des ersten Lumens zu einem C- oder D-Querschnitt erreicht, was eine geschmeidige Biegung des Katheters beim Einführen ermöglicht.

Die Konfiguration des Katheters erlaubt auch ein schnelles Zurückziehen eines Katheters und dessen Er-

satz durch einen anderen Katheter, z. B. mit einem Ballon größeren Durchmessers, um auf diese Weise Engstellen sukzessive durch Dilatationsballons mit ansteigenden Durchmessern aufzuweiten.

Mit der Erfindung wird ein Katheter zur Verfügung gestellt, der lediglich im distalen Endbereich, z. B. im Bereich eines Dilatationsballons, längs eines Führungsdrahtes geführt wird, der trotzdem über seine gesamte Länge einen im wesentlichen gleichen zylindrischen Querschnitt aufweist, d. h. daß die den Querschnitt umschreibende Fläche stets ein Kreis ist, und hohe mechanische Festigkeit sowie Führungsstabilität zeigt.

Die mechanischen Eigenschaften des Katheters können durch Wahl der Materialien beeinflusst werden. Geeignet sind Silicone, Polyethylene, Polyurethane, Polyvinylchloride u.ä. Kunststoffe, aus denen mit bekannten Formverfahren, wie Spritzen oder Ziehen, die Katheter hergestellt werden. Diese Materialien und Herstellungsverfahren sind für den Übergangsbereich gut geeignet, in dem der Führungsdraht in den Katheterkörper eindringt, ohne daß dabei der äußere Querschnitt, insbesondere der kreisförmige Querschnitt des Katheters verändert wird. Der Führungsdraht bleibt daher entlang der Führungsstrecke in dem distalen Endbereich im wesentlichen parallel zu der Achse des Katheterkörpers; zumindest sind die Winkel im Eintrittsbereich zwischen der Katheterlängsachse und der Längsachse des Führungsdrahtes so gering, daß während des Positionierens des Katheters keine wesentlichen Knick- oder Biegekräfte auftreten. Die Achse des Führungsdrahtes nähert sich in diesem Endbereich allmählich der Längsachse des Katheters, bis der Führungsdraht an der vorderen Nase des Katheters praktisch in dessen Achse aus dem Katheterkörper austritt. Der Durchmesser des Katheters ist über diesen gesamten Bereich im wesentlichen konstant.

Innerhalb des Bereiches des Katheters, in dem der Führungsdraht in den Katheterkörper eintritt und in diesem verläuft, wird die axiale Steifigkeit des Katheters im wesentlichen konstant gehalten, um das Einschieben und das Zurückziehen des Katheters zu erleichtern. Durch die Auswahl der Materialien und die Ausgestaltung der variierenden Lumina innerhalb des Katheters, wird, ohne daß von der zylindrischen Konfiguration abgegangen wird, ein hohes Krümmungsvermögen erreicht, um auch in enge und gewundene Blutgefäße vorzudringen zu können.

Bei einem Dilationskatheter kann der Ballon oder der Bereich in der Nähe der Ballonbefestigung entsprechend behandelt werden, z. B. durch Strahlung. Auch kann das C- oder D-förmige Lumen durch entsprechende Formung oder durch interne Verstärkungselemente an allen Stellen verstärkt werden, bei denen kritische Zug- und Druckbeanspruchungen beim Einschieben oder Zurückziehen des Katheters aufgrund des nicht runden Querschnittes eintreten können. Die derart behandelten Teilbereiche des Katheters können so ausgestaltet sein, daß sie um Kurven geführt werden können, ohne daß dabei ihre für das axiale Verschieben oder Zurückziehen notwendige Steifigkeit entlang des im wesentlichen parallelen Führungsdrahtes beeinträchtigt wird.

Bei einem Katheter gemäß der Erfindung wird somit die das Lumen des Katheters umgebende Wand über dessen Länge allmählich so geformt, daß ein Führungsdraht ohne Stufen oder Knicke in das Innere des Katheterkörpers geführt werden kann. Auf diese Weise kann der Katheter auch an ansonsten nur schwierig zu

erreichende Behandlungsorte gebracht werden. Derartige Katheter sind sehr zuverlässig in der Handhabung und zeigen nur eine geringe Reibung zwischen dem Katheterkörper und dem Führungsdraht. Ferner ist es möglich, Ballonkatheter zur Dilatation von Engstellen herzustellen, deren Durchmesser in dem Bereich des Dilatationsballons geringer als bisher ist.

Weitere Ausgestaltungen der Erfindung gehen aus den Unteransprüchen hervor.

Die Erfindung ist in einem Ausführungsbeispiel anhand der Zeichnung näher erläutert. In dieser stellen dar:

Fig. 1 eine schematische Darstellung des distalen Endbereiches eines gemäß der Erfindung ausgebildeten Ballonkatheters zur Aufweitung von Engstellen, wobei dieser Katheter längs eines Führungsdrahtes geführt wird;

Fig. 2 eine schematische Darstellung der Verwendung eines Dilationskatheters gemäß der Erfindung zur Behandlung einer Engstelle in einem Blutgefäß;

Fig. 3 bis 10 jeweils Querschnitte des Katheters mit dem Führungsdraht an dem in den Fig. 1 und 2 angegebenen Positionen "3-3" bis "10-10".

Ein Katheter 20 wird zur Behandlung einer Engstelle 32 in einem Blutgefäß 31, z. B. einer Koronararterie, entsprechend Fig. 2 placiert. Der Katheter wird hierbei in die Arterie 31 mit Hilfe eines vorher eingeführten Führungsdrahtes 21 eingeschoben, der im wesentlichen parallel außerhalb des Katheters verläuft und erst in einem distalen Endbereich 23 in den Katheterkörper hineingeführt wird. Der Führungsdraht 21 wird hierbei schrittweise mehr und mehr von dem Katheter umfaßt, wodurch nur eine geringe Reibung zwischen dem Führungsdraht und dem Katheter vorhanden ist. Der Katheter 20 ist im Bereich, an dem der Führungsdraht noch nicht innerhalb des Katheters liegt, zylindrisch und hat ein internes Lumen 25, in das eine Flüssigkeit unter Druck eingeführt werden kann, um einen Dilatationsballon 90 im Bereich der Spitze des Katheters aufzublasen. Der Katheterkörper mit seiner Wand 26 wird aus einem Kunststoffmaterial geformt, das ausreichende axiale Steifheit hat, um den distalen Endbereich 23 über den Führungsdraht 21 und den gesamten Katheter durch enge oder durch Engstellen behinderte Blutgefäße an einen Behandlungsort zu schieben, ohne daß das Lumen 25 abgelenkt oder beeinträchtigt wird.

Der Katheter weist in seinem Endbereich längs der Schnitte 3-3 bis 10-10 entsprechend den korrespondierenden Fig. 3 bis 10, eine allmähliche Formänderung der Katheterwand 26 und des Lumens 25 auf. Die Spitze 100 des Katheters ist aus relativ festem Kunststoff und leicht konisch geformt, was das Vorschieben des Ballons 90 über den bereits positionierten Führungsdraht 21 durch hochgradig verengte Stellen erleichtert, so daß der entsprechend Fig. 9 aufgeblasene Ballon in eine Position zur Erweiterung der Engstelle 32 in dem Blutgefäß 31 entsprechend Fig. 4 plaziert werden kann. Der Führungsdraht 21 ermöglicht das Zurückziehen des Katheters und erlaubt ebenfalls ein Platzieren eines anderen Katheters mit einem größeren Ballondurchmesser. Das Führen des Katheters lediglich im distalen Endbereich 23 erleichtert dieses Auswechseln erheblich wegen der nur geringen, aber doch ausreichenden Führungslänge.

Die allmähliche Formänderung des Katheters geht aus den Querschnitten entsprechend den Fig. 3 bis 10 hervor. Die Wand 26 des Katheterkörpers wird ab dem Berührungspunkt mit dem Führungsdraht mehr und mehr eingekerbt, um den Führungsdraht in Richtung auf

die Endposition an der Spitze des Katheters zu bringen, wo er entsprechend dem hier gezeigten Ausführungsbeispiel koaxial mit der Mittellängsachse des Katheters bzw. des Ballons ist, vgl. Fig. 10. Der Führungsdraht 21 tritt in den Katheterkörper axial von links nach rechts (Fig. 1) über eine Nut 40 ein, die sich allmählich zu einer U-Form erweitert (Fig. 5) und anschließend in Richtung auf eine geschlossene O-Form übergeht, vgl. die Fig. 6 und 7, bis ab dem Querschnitt entsprechend Fig. 7 der Führungsdraht voll von dem Kunststoffmaterial umgeben ist, so daß sich jetzt ein zusätzliches gänzlich umschlossenes Lumen 45 ergibt. Im weiteren Verlauf entsprechend den Fig. 8 bis 10 verläuft das Lumen 45 für den Führungsdraht weiter in Richtung auf die Mittellängsachse des Katheters zu, bis es an der Spitze entsprechend Fig. 10 koaxial zu dieser ist. Trotz der Konfigurationsänderung des Katheters wird weder die äußere zylindrische Form noch der Durchmesser geändert. Der Führungsdraht tritt in das neue Führungslumen 45 durch die sich allmählich bis zu dem Lumen in der Form ändernden Nut 40 ein und erfährt auf diese Weise keine Knicke oder scharfe Biegungen, was für eine niedrige Reibung beim Aufschieben oder Zurückziehen des Katheters wesentlich ist.

Auch die Form des ersten Lumens 25 für den Ballon ändert sich in dem distalen Endbereich 23 des Katheters, wie aus den Fig. 3 bis 10 hervorgeht. Der Ballon 90 hat eine Außenwand 91, die bei Einführen einer Flüssigkeit in das Lumen 25 bis zu einem Durchmesser 92, entsprechend Fig. 9, aufgebläht werden kann. Der Ballon 90 ist an beiden Enden mit der äußeren zylindrischen Oberfläche des Katheters befestigt. Das zunächst zylindrische Lumen 25 wird in Fig. 4 durch die dort beginnende Nut 40 eingedrückt und nimmt dann entsprechend den Fig. 5 bis 8 im Querschnitt eine Halbmond- bzw. C-Form an, wobei der Querschnitt sich entsprechend verringert, bis dann im Bereich des Ballons 90 etwa in dessen Mitte das jetzt etwa D-förmige Lumen 25 in einer Öffnung 95 endet, durch die die Flüssigkeit in den Ballon zum Aufblähen austreten kann.

#### Patentansprüche

1. Katheter zum Einführen in den menschlichen Körper, mit einem ersten Lumen und einem zweiten zusätzlichen Lumen in seinem distalen Endbereich zum Einführen eines Führungsdrahtes, dadurch gekennzeichnet, daß die Wand (26) des Katheters (20) in dem distalen Endbereich (23) mit einer in Längsrichtung des Katheters verlaufenden, allmählich tiefer werdenden Nut (40) versehen ist, deren Form derjenigen des Führungsdrahtes (21) in dessen Anlagebereich im wesentlichen entspricht, die den Führungsdraht (21) mehr und mehr umfaßt und schließlich zu dem allseitig umschlossenen zusätzlichen Lumen (45) für den Führungsdraht (21) gestaltet wird.
2. Katheter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Katheter im Querschnitt im wesentlichen kreisförmig ist, daß die Mittellängsachse der Nut (40) bzw. des daraus gebildeten zusätzlichen Lumens (45) für den Führungsdraht (21) sich allmählich der Mittellängsachse des Katheters (20) nähert und an der distalen Spitze des Katheters im wesentlichen koaxial zu dieser ist.
3. Katheter nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Verlauf der Nut (40) und des anschließend daraus gebildeten zusätzlichen Lu-

7 mens (45) nur einen sehr geringen Winkel gegen die Mittellängsachse des Katheters einnimmt und praktisch parallel zu dieser ist.

4. Katheter nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Querschnitt des ersten Lumens (25) zunächst kreisförmig ist und im distalen Endbereich (23) durch die Nut (40) und das daraus gebildete zusätzliche Lumen (45) zunächst die Form etwa eines Halbmondes und anschließend eine C- bzw. D-Form einnimmt. 5 10

5. Katheter nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Lumen zu einem Dilatationsballon (90) im vorderen Bereich des Katheters (20) führt, in dem das zusätzliche Lumen (45) für den Führungsdraht bereits vollständig in dem Katheterkörper gelegen ist. 15

6. Katheter nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Spitze (100) des Katheters leicht konisch geformt ist. 20

7. Katheter nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Katheter (20) aus Kunststoff besteht und im distalen Endbereich eine axiale Steifheit aufweist, die im wesentlichen derjenigen des vorhergehenden hohlzylindrischen Katheterkörpers entspricht. 25

8. Katheter nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Katheterkörper insbesondere im Bereich der tiefer werdenden Nut (40) für den Führungsdraht (21) verstärkt ist. 30

9. Katheter zum Einführen in den menschlichen Körper, dadurch gekennzeichnet, daß die äußere Form des Katheters (20) eine Nut (40) zur Aufnahme eines Führungsdrahtes (21) aufweist, mit dem Ziel einer Verringerung des effektiven Gesamtquerschnittes der Eintrittsöffnung von Katheter und Führungsdraht, der zum Einbringen in den Körper notwendig ist. 35

---

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

---

40

45

50

55

60

65



Nummer:  
Int. Cl. 5:  
Offenlegungstag:

DE 42 00 030 A1  
A 61 M 25/01  
8. Juli 1993

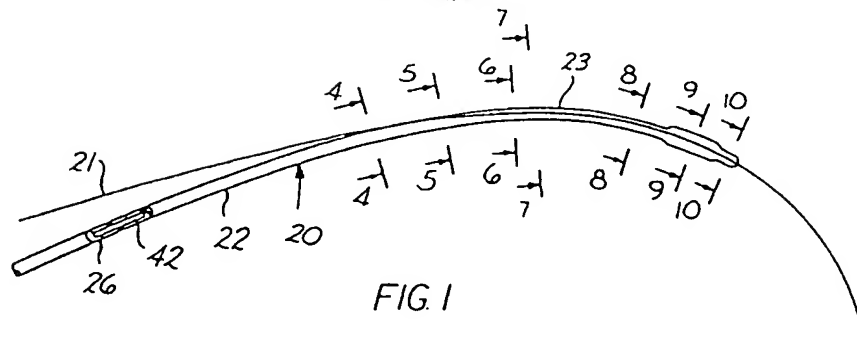


FIG. 1

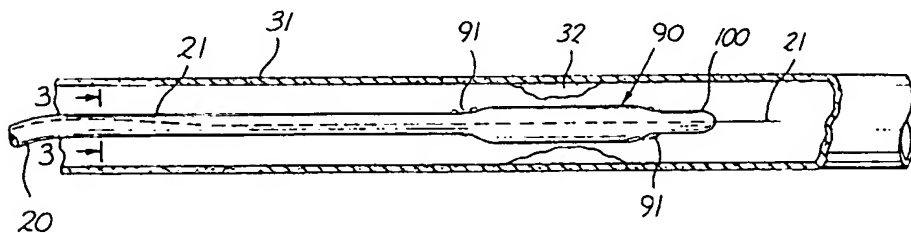


FIG. 2

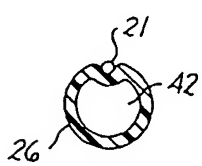


FIG. 3

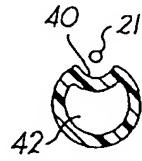


FIG. 4

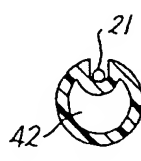


FIG. 5



FIG. 6

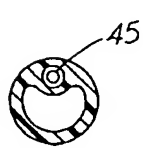


FIG. 7

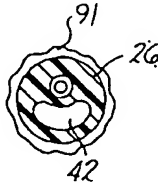


FIG. 8

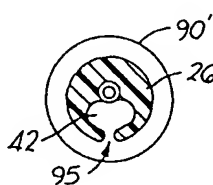


FIG. 9

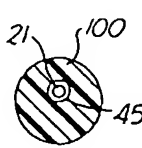


FIG. 10